



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102804325 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 23

(21) 申请号 201080027182. 1

(22) 申请日 2010. 06. 10

(30) 优先权数据

09162949. 3 2009. 06. 17 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 12. 16

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/052578 2010. 06. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/146504 EN 2010. 12. 23

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 V·翁肯

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡洪贵

(51) Int. Cl.

H01J 35/06(2006. 01)

H05G 1/56(2006. 01)

(56) 对比文件

WO 2009/011422 A1, 2009. 01. 22,

JP 特开平 9-63520 A, 1997. 03. 07,

US 5621781 A, 1997. 04. 15,

审查员 王新建

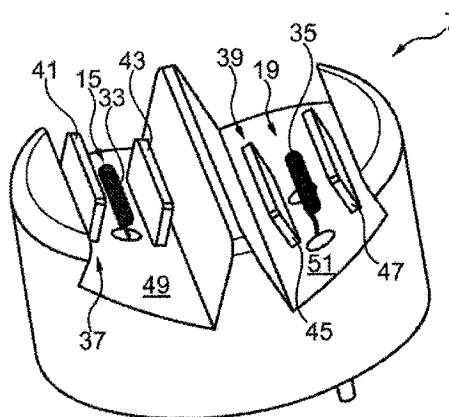
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

用于产生两个焦斑的 X 射线管和包括这种 X 射线管的医疗装置

(57) 摘要

提出一种用于产生相对彼此移位的两个焦斑的 X 射线管和使用这种 X 射线管的医疗装置。X 射线管 (1) 包括阴极 (7) 和阳极 (9), 其中阴极 (7) 包括适合发射第一电子束 (17) 以用于在阳极 (9) 上产生第一焦斑 (25) 的第一电子发射装置 (15) 和适合发射第二电子束 (21) 以用于在阳极 (9) 上产生第二焦斑 (27) 的第二电子发射装置 (19)。其中, 每个电子发射装置 (15, 19) 包括用于阻断相应发射电子束 (17, 21) 的相关可切换栅格 (37, 39)。为了实现第一和第二焦斑 (25, 27) 在 y 方向上所希望的移位, 第一和第二电子发射装置 (15, 19) 可以在 z 方向上移位。由于焦斑 (25, 27) 在 y 方向上的移位, 例如高质量 CT 扫描仪的总分辨率可以显著地提高。



1. 一种 X 射线管 (1), 包括 :

阴极 (7) ;

阳极 (9) ;

其中, 所述阳极 (9) 具有盘状形状并适合绕着 y 方向旋转 ;

其中, 所述阴极 (7) 包括适合发射第一电子束 (17) 以便在所述阳极 (9) 上产生第一焦斑 (25) 的第一电子发射装置 (15)、和适合发射第二电子束 (21) 以便在所述阳极 (9) 上与所述第一焦斑 (25) 的焦斑位置不同的焦斑位置产生第二焦斑 (27) 的第二电子发射装置 (19) ;

其中, 所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 每个适合在 y 方向上朝着所述阳极 (9) 发射相应的电子束 (17, 19) ;

其中, 所述阳极 (9) 有 X 射线发射面 (23), 用于在所述电子束 (17, 19) 中的一个入射时大体上在垂直于所述 y 方向的 z 方向上发射 X 射线 (29, 31), 所述 X 射线发射面 (23) 相对所述 y 方向成角度 (α) 倾斜 ;

其中, 所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 适合于使得所述第一和第二焦斑 (25, 27) 在与所述 y 方向垂直以及与所述 z 方向垂直的 x 方向上对齐 ; 以及

其中, 所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 在所述 z 方向上相对彼此是移位的 ;

其中, 每个电子发射装置 (15, 19) 包括相关的可切换栅格 (37, 39), 用于阻断相应的发射电子束 (17, 21)。

2. 如权利要求 1 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

其中, 所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 适合于使得所述第一和第二焦斑 (25, 27) 沿所述 z 方向重叠。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

其中, 所述第一和第二电子发射装置 (15, 19), 包括分别相互平行布置的第一和第二可加热的灯丝 (33, 35)。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

其中, 与所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 相关的所述可切换栅格 (37, 39) 适合于彼此独立运行。

5. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

其中, 与所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 中的一个相关的每个可切换栅格 (37, 39) 适合于被静电地充电, 以便局部地屏蔽所述阴极 (7) 和所述阳极 (9) 之间的电场而以防到达相应的电子发射装置 (15, 19)。

6. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

其中, 与所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 中的一个相关的每个可切换栅格 (37, 39) 包括布置在相应电子发射装置 (15, 19) 的相反侧上的两个可静电充电的栅格板 (41, 43, 45, 47)。

7. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

其中, 与所述第一电子发射装置 (15) 相关的可切换栅格 (37) 相对于与所述第二电子发射装置 (19) 相关的可切换栅格 (39) 成一个角度布置。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的 X 射线管, 其特征在于 :

还包括控制器 (53), 所述控制器 (53) 适合于给所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 的可切换栅格 (37, 39) 中的至少一个施加阻断电压。

9. 如权利要求 8 所述的 X 射线管, 其特征在于:

其中, 所述控制器 (53) 适合于给所述第一电子发射装置 (15) 的所述可切换栅格 (37) 以及给所述第二电子发射装置 (19) 的所述可切换栅格 (39) 周期性交替地施加阻断电压。

10. 如权利要求 9 所述的 X 射线管, 其特征在于:

其中, 所述控制器 (53) 适合于以大于 4kHz 的切换频率给所述第一和第二电子发射装置 (15, 19) 的所述可切换栅格 (37, 39) 周期性交替地施加阻断电压。

11. 如权利要求 8 所述的 X 射线管, 其特征在于:

其中, 所述控制器 (53) 适合于给所述可切换栅格 (37, 39) 施加特定电压, 从而控制 x- 偏差和相关的焦斑 (25, 27) 的宽度中的至少一个。

12. 一种医疗装置 (100), 包括按照权利要求 1 至 11 其中之一所述的 X 射线管。

用于产生两个焦斑的 X 射线管和包括这种 X 射线管的医疗装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于在阳极上产生两个焦斑的 X 射线管。而且,本发明涉及一种包括这种 X 射线管的医疗装置。

背景技术

[0002] 本发明和它的技术背景将在这里结合用于高质量 CT 扫描仪和同类仪器的大功率 X 射线管被描述。无论如何,要认识到,本发明也应用于传统 X 射线诊断系统和用于医疗检查和非医疗检查的其他穿透式 X 放射系统。

[0003] 典型地,大功率 X 射线管包括被抽真空的壳层或壳体,所述壳层或壳体容纳有加热电流或灯丝电流由其通过的阴极灯丝,以使用作电子发射装置来发射热电子。典型地,在阴极和阳极之间施加约为 100 到 200kv 的高电位,所述阴极和阳极也位于被抽真空的壳层中。这个电位导致管电流或电子束经过被抽真空的壳层内部的被抽真空区域从阴极向阳极流动。电子束以足够的能量撞击在阳极的焦斑的小区域上以产生 X 射线。然后 X 射线可以穿透被观测目标,例如病人。尽管 X 射线的一部分将会被目标吸收,穿透的 X 射线可以被布置在目标相对一侧的 X 射线探测器探测到。

[0004] 为了增加 CT 扫描仪的解析率,在两个或者多个位置之间调整焦斑的位置是可取的,从而建立 X 辐射的两个局部不同的点源。高质量 CT 扫描仪可以利用焦斑的运动来加倍成像系统的解析率。

[0005] 在传统的 X 射线管设计中,提供阴极用于朝着旋转的盘状阳极发射电子束使得在阳极的倾斜 X 射线发射面产生焦斑。产生的 X 射线沿着大体上垂直于撞击电子束的方向的方向发射。

[0006] 在这样的 X 射线管中,为了能够产生两个不同的焦斑,提供能够在阴极旋转轴方向移动的焦斑是有利的。这个方向一般与撞击电子束的方向一致,并通常被称作 y 方向。与 y 方向垂直的方向,即发射的 X 射线从阳极朝着 X 射线管的 X 射线窗口并且接着朝向病人的典型方向通常被称作 z 方向。与 y 方向和 z 方向都垂直的方向,即与阳极旋转盘相切的方向,通常被称作 x 方向。

[0007] 在这样典型的 X 射线管设计中,焦斑和在 y 方向发射的 X 射线束的期望移动可以通过 z 方向上电子束的移动得到,即 z 方向是朝着探测器的方向。

[0008] 常规地,使用两种不同方法来控制和移动 X 射线管的焦斑的位置和 / 或宽度。

[0009] 焦斑控制的一种方法使用与阴极的单一电子发射灯丝相连的静电栅格或者偏转电极。两个静电栅格上的电压可以变化以改变撞击在旋转阳极的焦斑轨迹上电子束的位置和宽度。然而,用于控制焦斑位置和宽度的这种静电栅格可能需要特别复杂并且昂贵的栅格设计。

[0010] 焦斑控制的另一种方法可以使用磁轭以产生影响从阳极发射的电子束的路径的磁场。但是,在 X 射线管壳体内设置磁轭会需要整个 X 射线管的设计非常昂贵。例如,磁轭

管需要两个额外的连接器穿过 X 射线管壳体,这将使得其与很多 CT 系统不兼容。另外,用来偏转和聚焦电子束的磁场可能不是以方波形式在两个焦斑位置之间移动,因此,在收集的 X 射线探测数据中可能产生间隙。

发明内容

[0011] 因此,需要一个改进的 X 射线管设计,允许来克服现有方法中的上述不足中的至少一些。尤其是,需要 X 射线管结构设计简单,同时允许产生两个不同的焦斑。而且,需要这种改进的 X 射线管设计,它与多数传统的 X 射线系统兼容,并且因此只需要小的改动就能集成到这些 X 射线系统中。

[0012] 根据本发明的第一方面,提出包括阴极和阳极的 X 射线管。阴极包括适合发射第一电子束以用于在阳极上产生第一焦斑的第一电子发射装置,和适合发射第二电子束以用于在阳极上产生第二焦斑的第二电子发射装置。而且,每一电子发射装置包括它自己的相关可切换栅格,用于阻断相应的发射电子束。

[0013] 本发明的第一方面基于以下观点:

[0014] 取代了提供用于从阴极向阳极发射单一电子束的单一电子发射装置,并且通过磁性或静电偏转装置使单一电子束暂时地偏转到不同的焦斑位置,本发明提出提供两个独立的电子发射装置,以便能够产生撞击在阳极上不同焦斑处的两个独立电子束。

[0015] 由于从不同焦斑处发射的 X 射线束通常不会同时被发射,而是每次从一个焦斑只发射一个 X 射线束,阴极的每个电子发射装置包括它相关的可切换栅格。有时候也被称作栅格开关的该可切换栅格适合于阻挡从相应电子发射装置发射的电子束到达阳极。例如,每个可切换栅格可以适合于使得一旦栅格被静电充电,建立一个电场使得否则存在在阳极和阴极间的电加速场被局部地阻断,即被阻止到达相应的电子发射装置。因此,当可切换栅格被切换到阻断状态或打开状态时,没有电子从相关电子发射装置朝着阳极上相应焦斑被加速。

[0016] 因此,提供了一种简单的 X 射线管设计,在所述设计中,通过从多个电子发射装置中的一个发射的每个电子束可以在阳极的 X 射线发射面上产生不同焦斑。其中,通过利用相关可切换栅格非阻断 (OFF 状态) 或阻断 (ON 状态) 由相应电子发射装置发射的电子束,每个焦斑可以被激活或失效。

[0017] 由于可切换栅格可以被快速激活或失效,可以在来自于第一焦斑的 X 射线束和来自于第二焦斑的 X 射线束之间快速切换。

[0018] 在例如旋转式 CT 扫描仪获取图像过程中,通过在两个不同射线束之间的快速切换,通过在稍微移位的投射方向交替地将 X 射线束投射穿过病人,可以获得病人平面的两幅不同图像。因此,通过多像素 X 射线探测器获得的 X 射线图像的总的分辨率可以得到显著提高。

[0019] 根据本发明实施例的 X 射线管的可能的特征和优点将在下面进行描述。

[0020] X 射线的阴极包括至少一个第一电子发射装置和至少一个第二电子发射装置,每个电子发射装置作为可加热灯丝被提供,所述可加热灯丝可以被加热到超过 1000°C 的实体温度以至于以热离子形式发射电子。可替地,其他类似的电子发射装置可以被使用,例如基于电场发射的电子发射装置。电子发射装置可以例如由于它们的几何结构、由于它们的几

何布置、和 / 或由于施加在阴极和阳极之间的电场适合于在 y 方向朝着阳极的 X 射线发射面发射相应的电子束。因此,在 X 射线发射面可以产生焦斑。

[0021] 阳极可以以圆盘的形状被提供,并适合于绕 y 方向旋转。在这样的旋转阳极上,焦斑将会在盘状阳极的圆周上沿着焦斑轨迹行进。因此,由于撞击电子在焦斑内吸收的热能将会沿着焦斑轨迹分布,从而减少了对于阳极的焦斑区域的任何冷却要求。

[0022] 阳极可以具有 X 射线发射面,所述 X 射线发射面被布置成一旦电子束入射到焦斑上使得大体在与 y 方向垂直的 z 方向上发射 X 射线。X 射线发射面可以是倾斜的,即在相对 y 方向成 78° 和 84° 之间的角度被布置。

[0023] 优选地,第一和第二电子发射装置在 z 方向相对彼此是移位的。换句话说,当在 z 方向上投影时第一电子发射装置的几何中心和第二电子发射装置的几何中心彼此隔开。由于第一和第二电子发射装置在 z 方向的这种移位或间隔布置,在 y 方向上从第一和第二电子发射装置发射的电子束将会在 z 方向上以一定的移位撞击在阳极的倾斜 X 射线发射面上。由于 X 射线发射面的倾斜布置,在 z 方向上的这种移位将会导致从第一和第二焦斑发射的相应 X 射线束在 y 方向上的移位。因此,在 z 方向移位的两个独立的电子发射装置的隔开设置允许沿着在 y 方向上稍微移位的路径产生在 z 方向上发射的 X 射线。每个 X 射线束可以产生穿过目标到达探测器的 X 射线投影,所述探测器被布置在目标的相对侧。拥有两个 X 射线束路径可以使 X 射线探测器探测的信息加倍,这将显著地增加获得的 X 射线图像的辨析率。

[0024] 优选地,第一和第二电子发射装置适合于使得第一和第二焦斑在 x 方向对齐。其中, x 方向与 y 方向和 z 方向都垂直。换句话说,尽管第一和第二焦斑在 z 方向移位,优选地它们在 x 方向对齐即不移位。

[0025] X 方向上的这种对齐可以通过特定地布置第一和第二电子发射装置以及它们相关的可切换栅格来得到。例如,每个电子发射装置可以作为在 z 方向上延伸的纵向可加热灯丝提供。第一和第二电子发射装置的灯丝可以在 x 方向上以指定的距离和 z 方向上以指定的移位彼此平行布置。为了补偿 x 方向上灯丝之间的距离,第一电子发射装置的灯丝和它相关的可切换栅格相对于第二电子发射装置的灯丝和它相关的可切换栅格成角度布置。因此,第一电子束相对第二电子束成角度发射。所述角度可以被选择使得第一和第二电子束沿着在 x 方向上的直线撞击在阳极的 X 射线发射面上,使得第一和第二焦斑在 x 方向上对齐。

[0026] 优选地,第一和第二电子发射装置适合于使得第一和第二焦斑在 z 方向上重叠。换句话说,尽管第一和第二焦斑的中心在 z 方向上可能相对彼此移位,然而第一和第二焦斑的区域可以在 z 方向上重叠,就像这些焦斑在 z 方向上的延伸大于这些焦斑之间在 z 方向上的移位的情况。

[0027] 优选地,与第一和第二电子发射装置中的每个电子发射装置相关的可切换栅格适合于彼此独立运行。换句话说,当与第一电子发射装置相关的可切换栅格被切换到“关闭”状态,从而允许电子从第一电子发射装置向阳极发射,而与第二电子发射装置相关的可切换栅格可以独立地运行到例如“打开”状态,在这种“打开”状态下,从第二电子发射装置发射的电子被阻挡行进到阳极。因此,通过将可切换栅格切换到 ON 状态或 OFF 状态,相应的焦斑可以被独立地切换到 ON 或者 OFF。

[0028] 与第一和第二电子发射装置中之一相关的可切换栅格适合于可静电充电以至于局部屏蔽阳极和阴极之间的电场,以免到达相应电子发射装置。换句话说,可以施加电压到可切换栅格以建立一个电位,所述电位至少补偿了阳极和阴极之间的电场,使得电子发射装置的附近没有朝着阳极的方向加速电子的电场。

[0029] 通过特定地影响电场而选择性地屏蔽电子或使电子通过的这种功能可以这样实现,即通过特别地调整每个可切换栅格的栅格板的几何形状和布置、以及通过特定地选择施加到栅格板上的电压。例如,与第一和第二电子发射装置中之一相关的可切换栅格包括两块可静电充电的栅格板,所述两块栅格板布置在相应的电子发射装置的相反侧。

[0030] 通过控制器提供给可切换栅格的电压可以用作控制 x - 偏转和 / 或相关的焦斑的宽度。施加的电压可以被控制以影响可切换栅格附近的电场,从而控制电子发射装置发射的相应电子束的路径和聚焦。

[0031] 例如,分别与第一和第二电子发射装置相关的相应栅格相对彼此成角度布置,以便以相应 x - 偏转发射第一个和第二电子束,使得产生的第一和第二焦斑沿 x 方向对齐。

[0032] 优选地, x 射线管包括控制器,所述控制器适合于施加阻断电压到第一和第二电子发射装置的可切换栅格中的至少一个。换句话说,在一个给定的时间点,与第一和第二电子发射装置相关的可切换栅格中的至少一个被切换到 ON 状态以阻断来自相应电子发射装置电子束。因此,在一个给定的时间点,第一和第二焦斑中最多一个被辐射,并且第一和第二焦斑不会被同时辐射。

[0033] 优选地,控制器适合于施加阻断电压到第一电子发射装置的可切换栅格或施加阻断电压到第二电子发射装置的可切换栅格。例如,控制器周期性交替地施加阻断电压到第一电子发射装置的可切换栅格和到第二电子发射装置的可切换栅格。这种阻断电压可以以一定的切换频率交替地施加,所述的频率例如大于 4kHz,优选地最好大于 10kHz。通过周期性交替地施加阻断电压到相应可切换栅格,第一焦斑和第二焦斑可以交替运行,使得 X 射线束沿着第一 X 射线束路径和沿着第二 X 射线束路径交替地发射,所述第二 X 射线束路径相对于第一 X 射线束稍微移位。因此,相对彼此稍微移位的两个不同 X 射线源交替产生和运行,使得沿着交替投射面的 X 射线投射可以发射到被检测的目标,然后被 X 射线探测器探测到。例如,在旋转式 CT 扫描仪的例子中,不同 X 射线束交替地运行的切换频率可以选择的尽量高,以产生由于穿过目标的两个不同投射的另外成像信息,从而增大 CT 扫描系统的总的分辨率。

[0034] 根据本发明的另一方面,提出一种包括上述 X 射线管的医疗装置。医疗装置可以是任何医用 X 射线装置,例如高质量 CT X 射线扫描仪。

[0035] 值得注意的是,本发明的各方面和实施例已经结合不同的主题被描述。尤其是,一些实施例结合提出的 X 射线管被描述,而装置其他的实施例结合使用这种 X 射线管的医疗 X 射线装置或结合运行这种 X 射线管的方法被描述。但是,本领域技术人员将从上述的和下列的描述中推断出,除非特别指出,除了属于一种主题的特征的任意组合之外,与不同主题相关的特征之间的任意组合也被认为公开在本申请中。

附图说明

[0036] 本发明的特征和优点将结合显示在附图中的具体实施例被进一步描述,但本发明

不应被限制于这些关于特定的实施例。

[0037] 图 1 显示了 CT 扫描仪；

[0038] 图 2 显示了在 CT 扫描仪内 X 射线发射的示意性表示，所述 CT 扫描仪使用了依照本发明实施例的 X 射线管；

[0039] 图 3 显示了依照本发明实施例的 X 射线管的阴极组件的透视图；

[0040] 图 4 显示了图 3 中的阴极组件的俯视图；

[0041] 图 5 显示了依照本发明实施例的 X 射线管中的阴极 - 阳极组件的透视图；

[0042] 图 6 显示了图 5 中所示组件的阳极的俯视图。

[0043] 所有的图都只是示意性的表示并且不是按规定比例。图片中相同的参考标号表示相同或相似的特征。

具体实施方式

[0044] 图 1 显示了以医疗机构中使用的计算机 X 线断层扫描仪形式的示例性医疗装置 100 的基本部件。CT 扫描仪包括检查台 130，所述检查台 130 适合定位例如病人的目标，该目标的投影图像将被采集。CT 扫描仪还包括可旋转的托架 105，所述托架 105 适合绕检查台 130 旋转。检查台 130 大体被布置在托架 105 的中心。CT 扫描仪还包括 X 射线源 120 和探测器 110。X 射线管和探测器 110 在直径方向布置在托架 105 上。在图像获取阶段，托架 105 绕检查台 130 旋转而 X 射线源 120 发射 X 射线。发射的 X 射线与放置在检查台 130 上的目标相互作用，并且相互作用的 X 射线然后入射到探测器 110 上。入射的 X 射线限定了不同强度的点的图案，这些不同强度的点被数字地转变成相应的像素图案。像素图案随后作为被检查目标的投影图像是可获取的。然后数字投影图像能够被存储并 / 或被适合的软件后处理，并在显示器上是看得见的。例如，从托架旋转一周获得的检查结果中得到的片段可以用于计算目标的三维图像。

[0045] 图 2 显示了用作 X 射线源 120 的 X 射线管 1 的布置的示意性表示，病人躺在检查台 130 上并且 X 射线探测器被布置在相反的一侧。

[0046] X 射线管 1 包括壳体 3。壳体 3 围住真空室 5，阴极 7 和阳极 9 被布置在真空室 5 内。阳极是盘状并可以绕着旋转轴 11 旋转，并且可以被马达 13 驱动。

[0047] 阴极 7 包括用于发射第一电子束 17 的第一电子发射装置 15 和用于发射第二电子束 21 的第二电子发射装置 19。第一电子束 17 和第二电子束 21 撞击到阳极 9 的倾斜 X 射线发射面 23，并因此产生相应的第一焦斑 25 和第二焦斑 27。

[0048] 第一电子发射装置 15 和第二电子发射装置 19 在 z 方向上相对彼此是移位的，并在 y 方向上发射电子束 17 和 21。由于 X 射线发射面 23 相对于 y 方向成在 45° 和 85° 之间的角度布置，在 z 方向上被隔开的第一电子束 17 和第二电子束 21 撞击到相应的第一焦斑 25 和第二焦斑 27，所述的第一焦斑 25 和第二焦斑 27 在 y 方向上相对彼此是移位的。当在 z 方向即盘状阳极的径向方向上第一电子束 17 和第二电子束 21 之间的距离例如可能是 4.5mm 时，产生的焦斑 25 和 27 在 y 方向即盘状阳极的轴向方向上的距离可能大约是 0.7mm。

[0049] 因此，当第一电子束 17 撞击到第一焦斑 25 上时，第一 X 射线 29 在 z 方向被发射。该 X 射线 29 被传输穿过病人，并且所形成的影像在一维 X 射线探测器 110 的映像点或各个层 (slices) 112 中被探测到。

[0050] 如果,可替地,第二电子束 21 撞击到第二焦斑 27 上时,第二 X 射线束 31 在 z 方向被发射,传输穿过病人,并被探测器 110 检测到。因为第一焦斑 25 和第二焦斑 27 在 y 方向上是移位大约 0.7mm 的距离,可能产生大约 0.35mm 的病人图像移位。因此,通过获取两套图像,一套通过传输第一 X 射线束 29 穿过病人获取,第二套通过传输第二 X 射线束 31 穿过病人获取,可以获得穿过病人的另外的断面投影。如同传统的 CT 扫描仪,获得的断面投影的距离或者厚度可能大约在 0.7mm,通过以 y 方向上大约 0.35mm 的移位提供另外的断面投影,这种 CT 扫描仪的辨析率可以被加倍。

[0051] 图 3 和图 4 显示了被用在根据本发明实施例的 X 射线管 1 中的阴极 7 的透视图和顶视图。阴极 7 包括两个可加热的灯丝 33,35,用作第一电子发射装置 15 和第二电子发射装置 19。灯丝 33,35 被沿着平行方向布置并且在 z 方向上相对彼此移位大约 $d = 4.5\text{mm}$ 的距离。每一个灯丝 33,35 有一个相关的可切换栅格 37,39。每一个可切换栅格包括栅格切换板 41,43 和 45,47,分别布置在灯丝 33,35 的相反侧。栅格切换板 41,43,45,47 是由诸如金属的导电材料制成,并且可以充电到这个电位以至于阻断或屏蔽阴极 7 和阳极 9 之间的电场而以免到达电子发射装置 15,19。

[0052] 如同图 3 和图 4 中所示,并且结合显示了按照本发明实施例的 X 射线管的阳极-阴极布置的透视图和顶视图的图 5 和图 6,第一电子发射装置 15 和第二电子发射装置 19 发射的电子束 17,21 撞击到阳极 9 的倾斜的 X 射线发生面 23 上的第一焦斑 25 和第二焦斑 27,两个焦斑 25 和 27 相对彼此在 z 方向上是移位的。其中,焦斑 25,27 相对于 x 方向对齐。尽管如图 3 和图 4 所示第一电子发射装置 15 和第二电子发射装置 19 在 x 方向是彼此隔开的,焦斑 25 和 27 的这种对齐可以这样实现;通过将第一电子发射装置 15 和它相关的可切换栅格 37 布置在阴极 7 的表面 49 上,阴极 7 的表面 49 相对阴极 7 的表面 51 成大约 20° 到 50° 的角 β 倾斜,第二电子发射装置 19 和它相关的可切换栅格 39 被布置在所述表面 51 上。因此,第一电子束 17 和第二电子束 21 在相对彼此成角 β 的方向上被发射,使得电子束 17,21 撞击在沿着 x 方向对齐的焦斑 25,27 上。

[0053] 如图 6 所示,焦斑 25,27 具有矩形纵向形状并沿 z 方向重叠。但是,用于供给能量和控制电子发射装置 15 和 19 以及可切换栅格 37,39 的控制器 53 适合在任何时间点施加阻断电压至少到可切换栅格 37,39 中的一个,使得焦斑 25,27 中只有一个在给定时间点由电子辐射。控制器 53 可以周期性地以例如 10kHz 的频率将可切换栅格 37,39 中的一个在 OFF 状态和 ON 状态之间切换,同时交替地将可切换栅格 39,37 中的另一个在 ON 状态和 OFF 状态之间切换。

[0054] 值得注意的是用语“包括”不排斥其他部件或步骤并且用语“一个”不排斥多个部件。也值得注意的是,权利要求中的参考标号不应解释为限制权利要求的范围。

[0055] 参考标号列表

[0056] 1 x 射线管

[0057] 3 壳体

[0058] 5 真空室

[0059] 7 阴极

[0060] 9 阳极

[0061] 11 旋转轴

- [0062] 13 马达
- [0063] 15 第一电子发射装置
- [0064] 17 第一电子束
- [0065] 19 第二电子发射装置
- [0066] 21 第二电子束
- [0067] 23 X 射线发射面
- [0068] 25 第一焦斑
- [0069] 27 第二焦斑
- [0070] 29 第一 X 射线束
- [0071] 31 第二 X 射线束
- [0072] 33 灯丝
- [0073] 35 灯丝
- [0074] 37 第一可切换栅格
- [0075] 39 第二可切换栅格
- [0076] 41 栅格切换板
- [0077] 43 栅格切换板
- [0078] 45 栅格切换板
- [0079] 47 栅格切换板
- [0080] 49 阴极的倾斜表面
- [0081] 51 阴极的倾斜表面
- [0082] 53 控制器
- [0083] 100 CT 扫描仪
- [0084] 105 托架
- [0085] 110 X 射线探测器
- [0086] 120 X 射线源
- [0087] 130 检查台

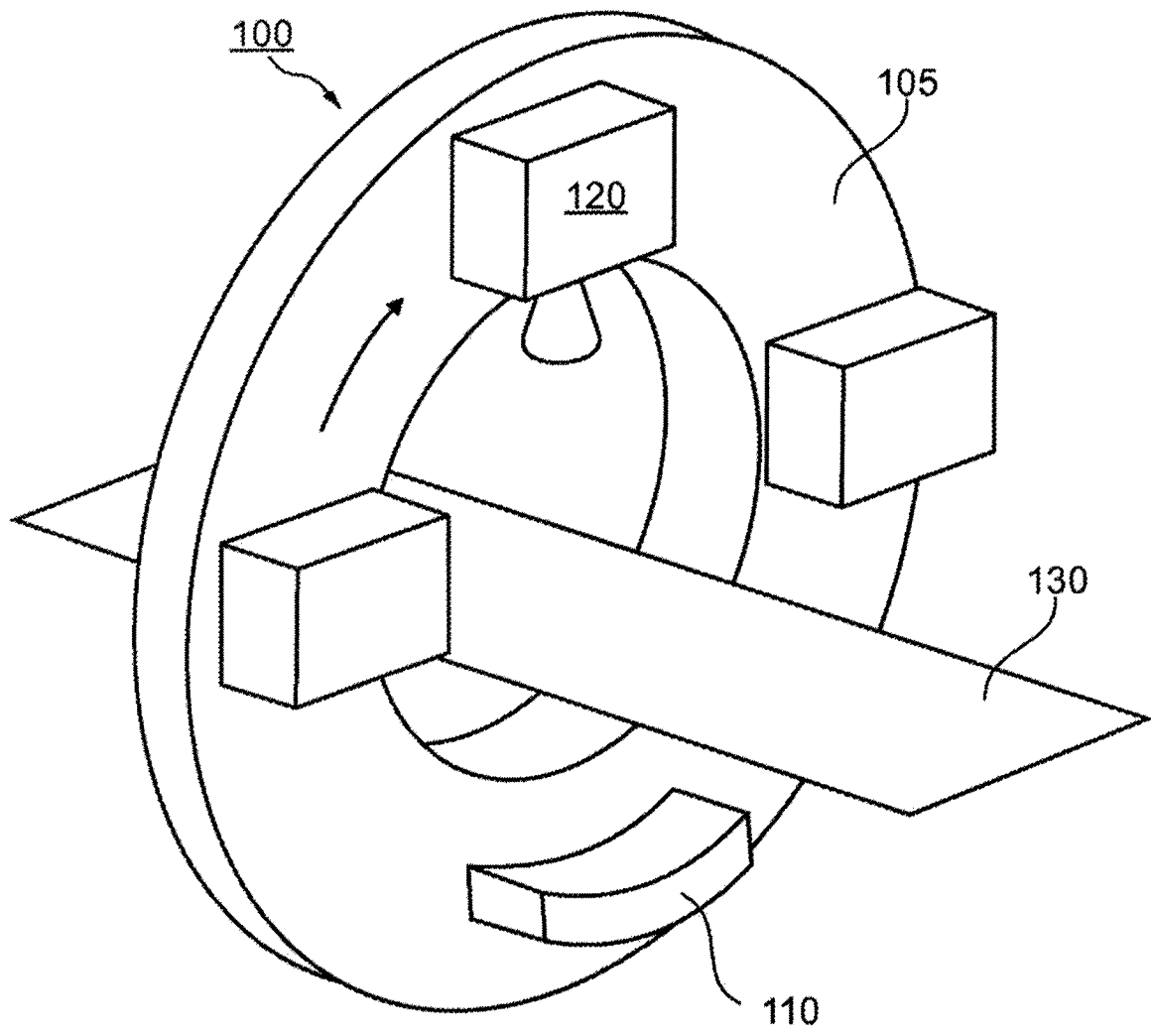


图 1

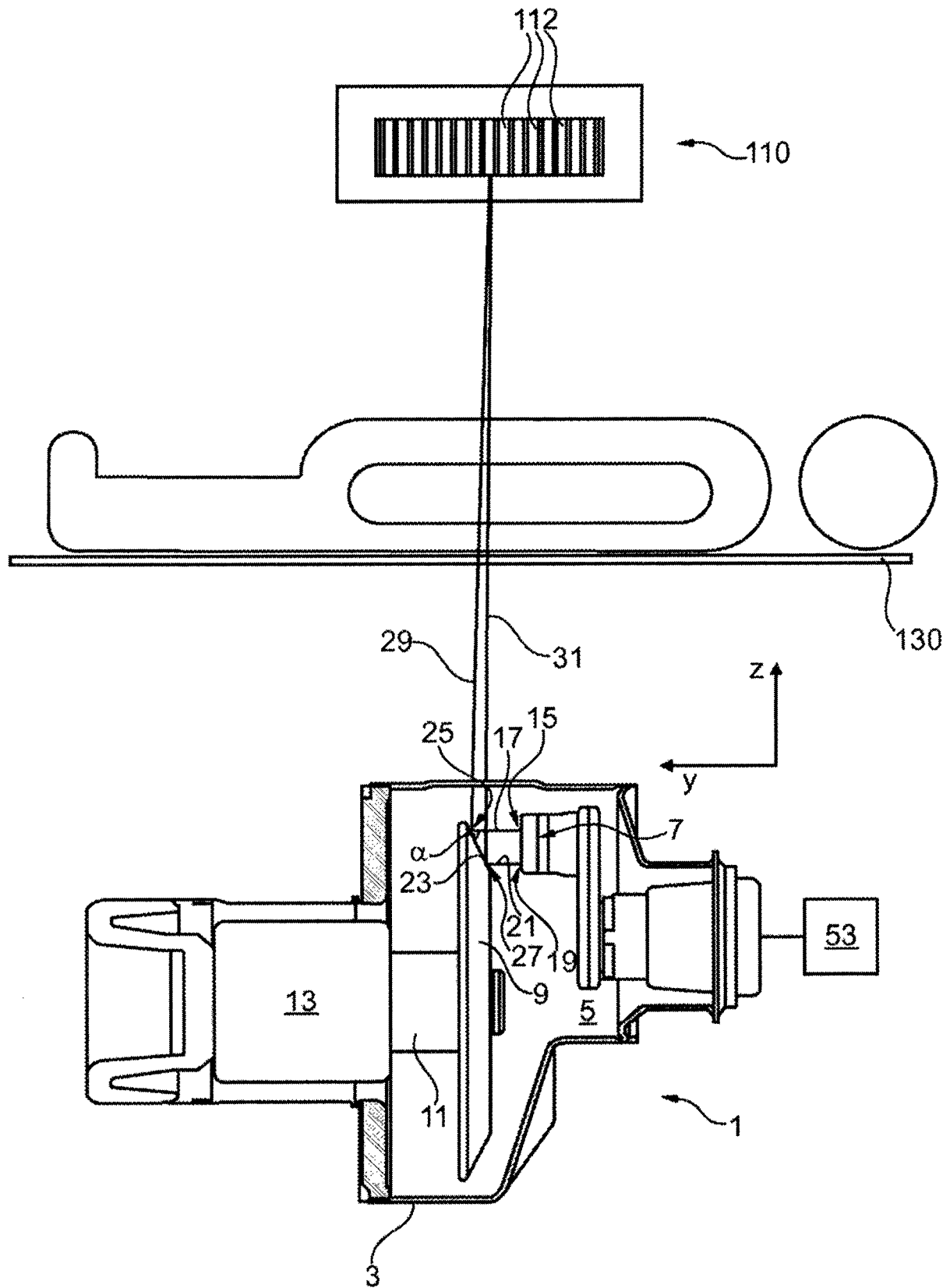


图 2

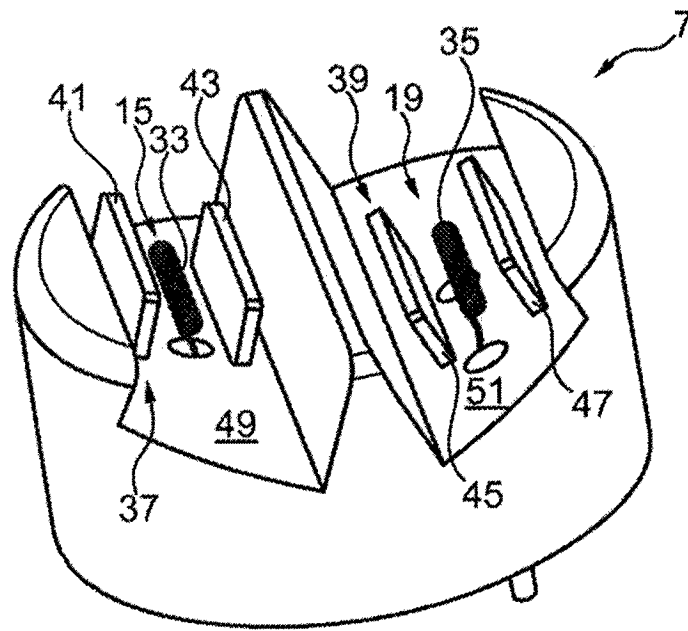


图 3

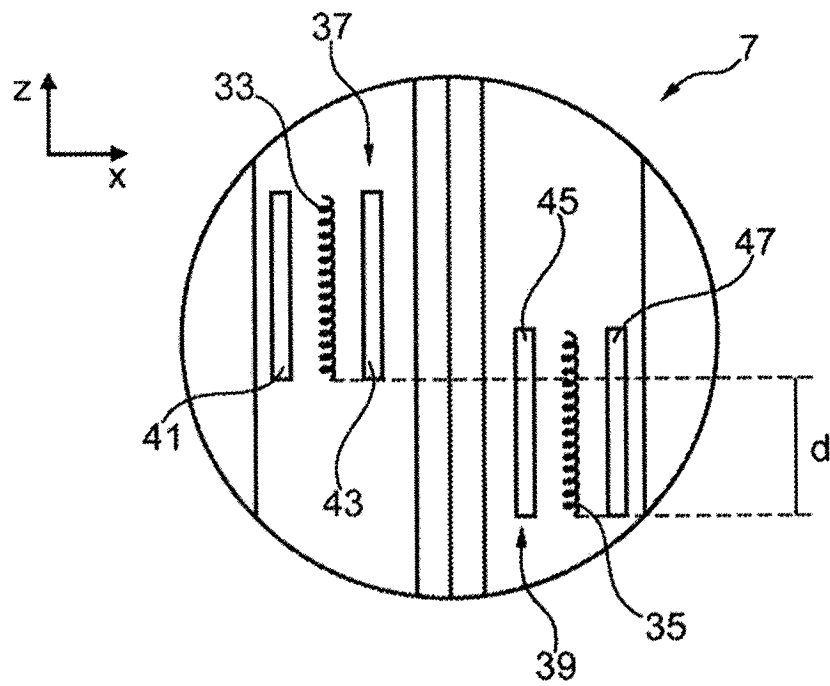


图 4

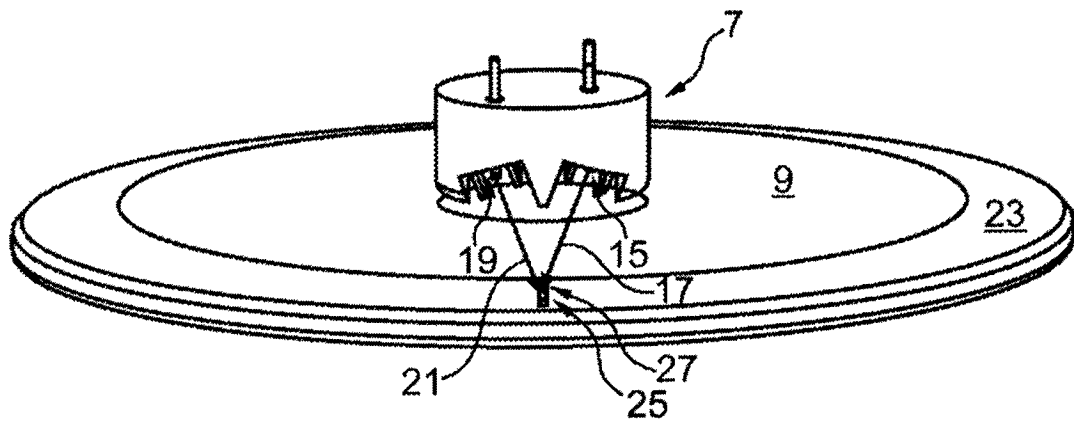


图 5

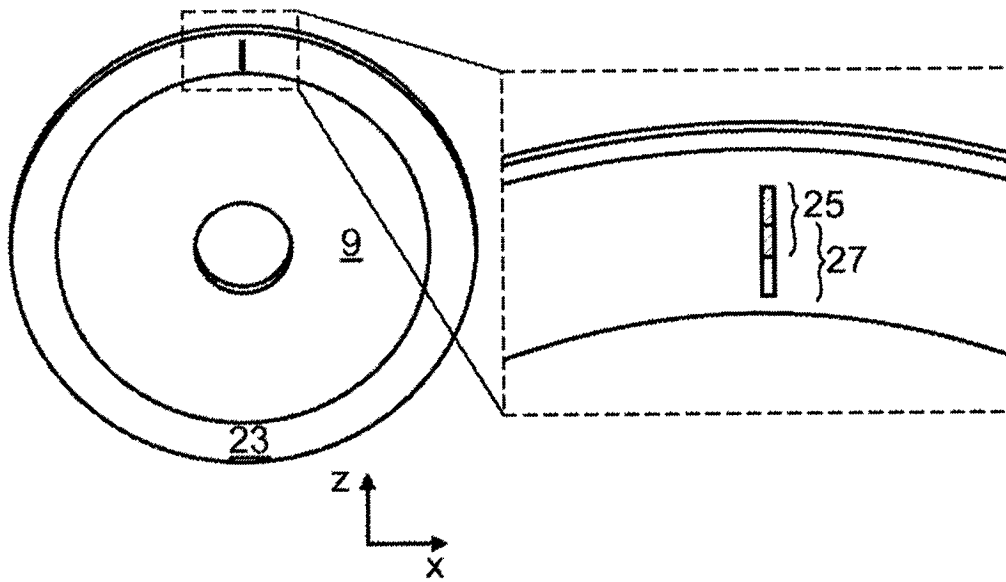


图 6